УДК 616.718.4-001.5-053.9-089.843:004.942](045)

DOI: http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872018159-64

Напружено-деформований стан моделей вертлюгових переломів стегнової кістки типу 2 за Евансом після ендопротезування

В. О. Бабалян [1], М. Ю. Карпінський [2], О. В. Яресько [2]

[1] Харківська медична академія післядипломної освіти. Україна

[2] ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

A proximal femoral fracture in elderly and senile age is complex medical and social problem. Author's method of treatment includes cemented bipolar hemiarthroplasty with augmentation, K-wires and/or sterclage fixation. Frequent complication of intramedullary nailing is femoral head damage (cut-off, cut-out), so- there is need to make hip arthroplasty. Author's device allows to change intramedullary nailing to arthroplasty without changing of femoral stem and with the same instruments. Objective: to work out the mathematic model of throchanteric fractures according to Evans classification and to study the main areas of stresses in the proximal femoral part at arthroplasy and additional K-wires fixation. Methods: mathematic femur models with throhanteric fractures of different types by Evans were worked out. Fractures type 2 were fixed with standard and modular endoprothesis. We studied stress-strain condition under the vertical compressive loading. Results: at arthroplasty the highest level of stresses were observed in the upper (100.8 MPa) and lower (90.9 MPa) parts of endoprothesis neck, but bone stresses were low (2.2–10.7 MPa). Application of modular system the maximum stresses (92.4 MPa) were appeared on the lateral side of the femur around the distal end of the loading rod, on the lower part of femoral neck (71.8 MPa) and in the fracture area (71.3 MPa). Conclusions: modular system allows decreasing of stresses significantly in all control points of bone elements. Areas of high tensions appear in the place of junction of loading rod with intramedullar. They exceed indicators of model with endoprothesis. Key words: stress-strain analysis, model, arthroplasty.

Переломы проксимального отдела бедренной кости (ПОБК) у людей пожилого и старческого возраста — это сложная медико-социальная проблема. Авторский метод их лечения включает цементную биполярную гемиартропластику с аугментацией, фиксацией спицами и/или серкляжем у пожилых пациентов. Частым осложнением интрамедуллярного остеосинтеза переломов ПОБК является разрушение ее головки (cut-off, cut-out), соответственно, возникает необходимость в эндопротезировании (ЭП). Наша конструкция позволяет в рамках одной системы инструментов, без замены бедренного компонента, перейти от интрамедуллярного остеосинтеза к ЭП. Цель: разработать математическую модель вертельных переломов бедренной кости по классификации Эванса и с ее помощью изучить основные зоны напряжений в ПОБК при ЭП с дополнительной фиксацией отломков спицами. Методы: разработаны математические модели бедренной кости с вертельными переломами разных типов по классификации Эванса. Переломы 2 типа фиксировали с помощью стандартного и модульного эндопротеза предложенной конструкции. Исследовали напряженно-деформированное состояние под воздействием вертикальной сжимающей нагрузки. Результаты: при ЭП наиболее высокий уровень напряжений наблюдали в верхней (100,8 МПа) и нижней (90,9 МПа) частях шейки эндопротеза, а напряжения на костной ткани были низкими (2,2–10,7 МПа). При использовании модульной системы максимальные напряжения (92,4 МПа) выявлены на латеральной поверхности бедренной кости вокруг дистального конца несущего стержня, на нижней поверхности шейки (71,8 МПа) и в зоне перелома (71,3 МПа). Выводы: модульная система позволяет значительно снизить напряжения практически во всех контрольных точках костных элементов моделей. В элементах металлических конструкций в узле соединения несущего стержня с интрамедуллярным возникают зоны повышенных напряжений, превышающих показатели модели с эндопротезом. Ключевые слова: напряженно-деформированное состояние, модель, эндопротезирование.

Ключові слова: напружено-деформований стан, модель, ендопротезування

© Бабалян В. О., Карпінський М. Ю., Яресько О. В., 2018

Вступ

Переломи проксимального відділу стегнової кістки в людей літнього та старечого віку є складною медико-соціальною проблемою. Частота переломів цієї локалізації досить висока. За даними різних авторів, переломи проксимального відділу стегнової кістки (ПВСК) становлять від 9 до 45 % у структурі всіх переломів скелета в пацієнтів старших вікових груп. За прогнозами, до 2050 року кількість таких ушкоджень на рік може скласти 6 млн 260 тис. [1].

Біомеханічні особливості кульшового суглоба перешкоджають досягненню стабільної та тривалої фіксації фрагментів, обумовлюють порушення кровопостачання головки стегнової кістки внаслідок перелому на фоні остеопорозу, складності післяопераційного ведення. Це змушує багатьох авторів досить стримано ставитися до органозбережних втручань у пацієнтів старших вікових груп, оскільки жоден із сучасних методів остеосинтезу не дає змогу здійснювати раннє навантаження. Ендопротезування кульшового суглоба саме цього контингенту дозволяє набути функціонального відновлення. Деякі дослідники вважають, що за швидкістю досягнення клінічного ефекту ендопротезуванню немає альтернативи.

Нами розроблено та впроваджено в медичну практику метод лікування переломів ПВСК [2], в основі якого лежить цементна біполярна геміартропластика з аугментацією, додатковою фіксацією відламків спицями і (або) серкляжем у літніх пацієнтів. Інші наші розробки [3–7] дають змогу виконати фіксацію перелому ПВСК, за умов незадовільної консолідації та відповідних показань перейти до модульного ендопротезування кульшового суглоба зі збереженням стегнового компонента фіксатора.

Математичне моделювання з використанням методу кінцевих елементів дозволяє визначити умови функціонування стегнової кістки зі встановленими розробленими металевими конструкціями та порівняти їх із наявними.

Мета дослідження: розробити математичну модель вертлюгових переломів стегнової кістки за класифікацією Еванса та за її допомогою вивчити основні напрямки навантаження в проксимальному відділі стегнової кістки в разі ендопротезування за умови додаткової фіксації уламків спицями чи модульним запропонованим фіксатором.

Матеріал і методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН» проведено аналітичні дослідження з використанням математичного моделювання за методом кінцевих елементів. Розроблено математичні моделі стегнової кістки із вертлюговими переломами типу 2 за класифікацією Еванса. Моделювали використання стандартного ендопротеза з фіксацією окремих відламків спицями та модульного ендопротеза запропонованої конструкції (рис. 1).

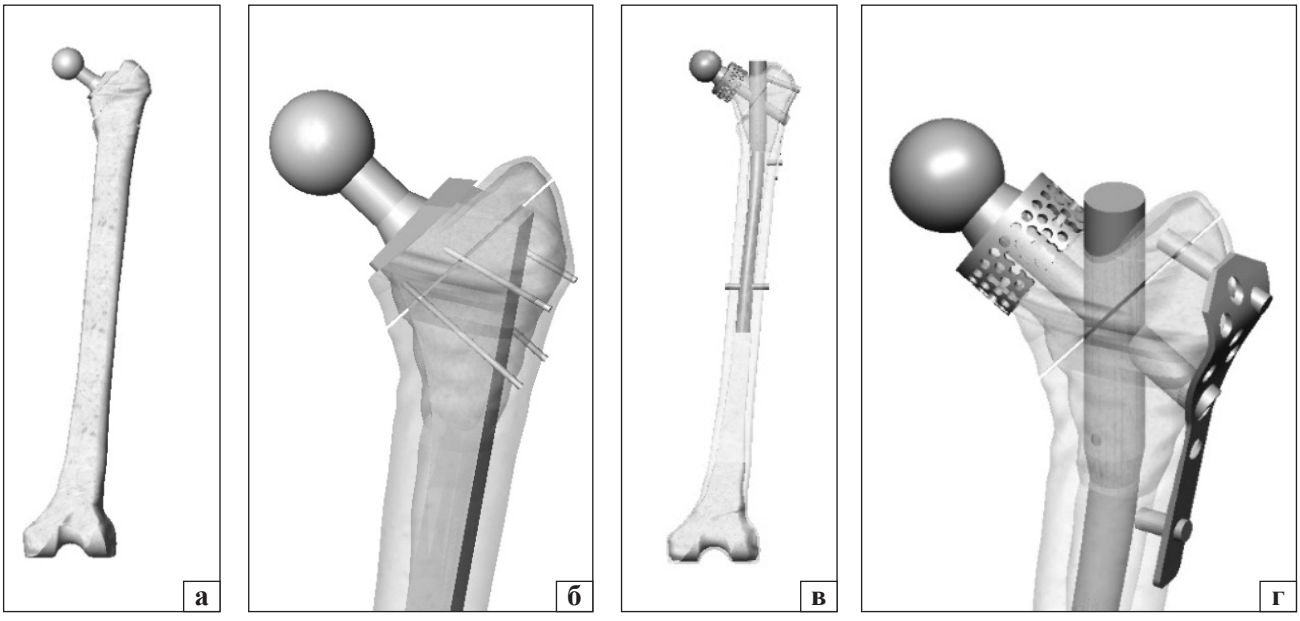

Рис. 1. Модель перелому ПВСК (тип 2 за Евансом): загальний вигляд (а) і розріз (б) моделі з ендопротезом; загальний вигляд (в) і розріз (г) моделі з ендопротезом модульної системи

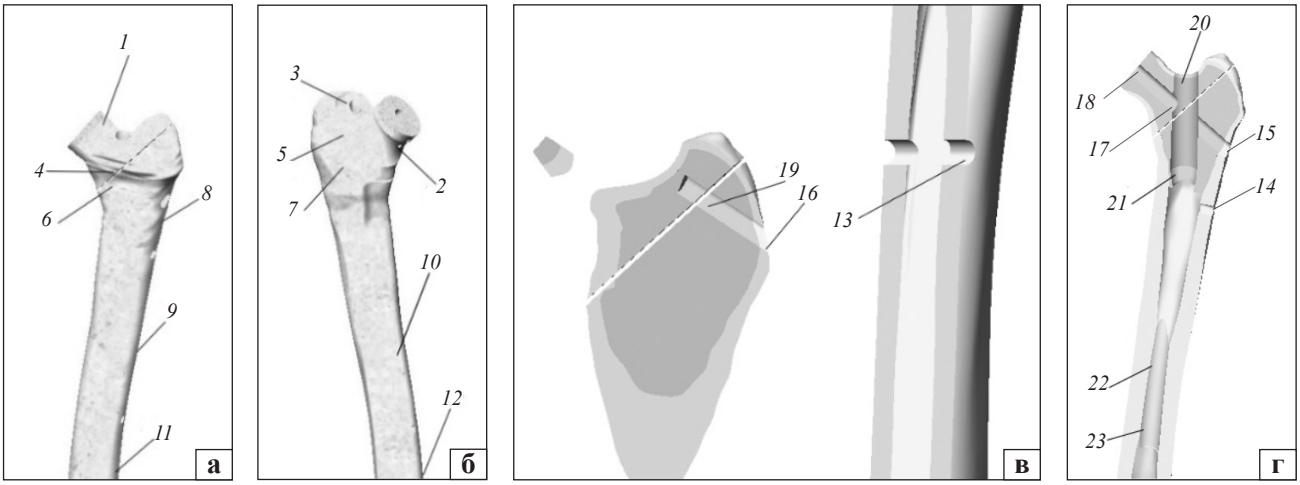

Рис. 2. Схема розташування контрольних точок на моделі перелому ПВСК (тип 2): вигляд ззаду (а), спереду (б), розріз (в, г)

Схему розташування контрольних точок, в яких проводили ревізію величини напружень, наведено на рис. 2.

Модель містить 153 158 кінцевих елементів та має 228 219 вузлів. Матеріал вважали однорідним та ізотропним. За кінцевий елемент обрано 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією. У моделі використовували контакт між елементами типу «bonded». Механічні характеристики біологічних [8] та штучних [9] матеріалів наведено в табл. 1.

Навантаження моделей здійснювали розподіленою силою 540 Н, що відповідає дії тіла людини масою 70 кг (700 Н) за умов одноопорного стояння (без урахування ваги опорної кінцівки) [10], яку прикладали до крижової кістки. На суглобовій поверхні виростків стегнової кістки моделі мали жорстке закріплення.

Схему навантаження моделей наведено на рис. 3.

Для компенсації обертального моменту, викликаного дією сили ваги тіла, до великого вертлюга та крила здухвинної кістки прикладали силу, яка імітувала дію групи відповідних м'язів стегна величиною 1 225 Н, згідно з даними літератури [11–13].

Як критерій оцінювання напруженого стану моделей використано напруження за Мізесом [14].

Таблиця 1

Механічні характеристики використаних матеріалів

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кортикальна кістка	18350	0,29
Губчаста кістка	330	30,0
Хрящова тканина	10,50	0,49
Титан ВТ-16	$1{,}1 \cdot 10^5$	0,20

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану (НДС) моделей виконували за допомогою програмного комплексу CosmosM [15].

Результати та їх обговорення

На першому етапі роботи проведено аналіз НДС моделей стегнової кістки з переломами її проксимального відділу типів 2–5 за класифікацією Еванса з використанням ендопротезів стандартної та модульної конструкцій. На рис. 4 відображено НДС моделей за умов переломів типу 2.

Використання ендопротеза, за наявності перелому ПВСК типу 2 за Евансом, призводить до концентрації максимальних напружень саме на ендопротезі, у його ніжці та шийці. Кісткова тканина навантажується значно менше. Зони максимальних напружень спостерігають у діафізарній частині на кінці ніжки ендопротеза та в місцях контакту з шийкою. Величини максимальних напружень на зовнішній поверхні моделей стегнової кістки із переломом типу 2 за Евансом за умов ендопротезування подані в табл. 2.

Виявлено, що найбільший рівень напружень у шийці ендопротеза 100,8 МПа в її верхній частині та 90,9 МПа — у нижній. У зоні перелому встановлено незначні величини напружень — не більше ніж 10 МПа, тобто менші порівняно з діафізарною частиною кістки (від 21,5 до 28,1 МПа).

У разі використання модульної системи для ендопротезування картина розподілу напружень виявилася дещо іншою. Зону максимальних напружень (92,4 МПа) визначено на латеральній поверхні стегнової кістки навколо дистального кінця носійного стрижня, а також на нижній

поверхні шийки (71,8 МПа) та в зоні перелому на рівні її перетину шийкою системи (71,3 МПа). На інших ділянках величини напружень можна порівняти з показниками моделі з класичним ендопротезом. Основні відмінності між моделями зафіксовано у двох зонах — по верхній поверхні шийки та латеральній поверхні стегнової кістки. Це можна пояснити конструктивними особливостями модульної системи, а саме: шийка ендопротеза — не монолітна конструкція, а «коромисло» з точкою обертання на інтрамедулярному стрижні. Це призводить до розвантаження шийки, але спричиняє підвищення напруження на дистальному кінці носійного стрижня. У табл. 3 наведено значення величин напружень на елементах металевих конструкцій у зоні перелому.

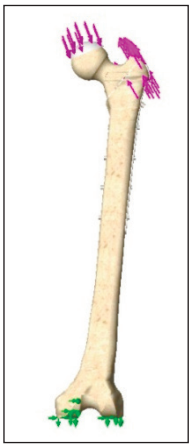

Рис. 3. Схема навантаження моделей

Напруження на металевих елементах модульної системи в зоні перелому значно перевищували показники в моделі з класичним ендопротезом майже у всіх контрольних точках. За умов ендопротезування практично все навантаження припадає саме на ендопротез, тому напруження в кістковій тканині дуже низькі. Зокрема у зоні перелому величини напружень були в межах від 2,2 до 5,3 МПа, а в точках входу гвинтів — від 6,0 до 10,7 МПа. Недостатня жорсткість модульної системи у вузлі з'єднання носійного й інтрамедулярного стрижнів призводить до підвищення рівня напружень у міжвертлюговій зоні стегнової кістки до максимального значення 151,4 МПа на носійному стрижні в зоні перелому та 73,8 МПа на його дистальному кінці.

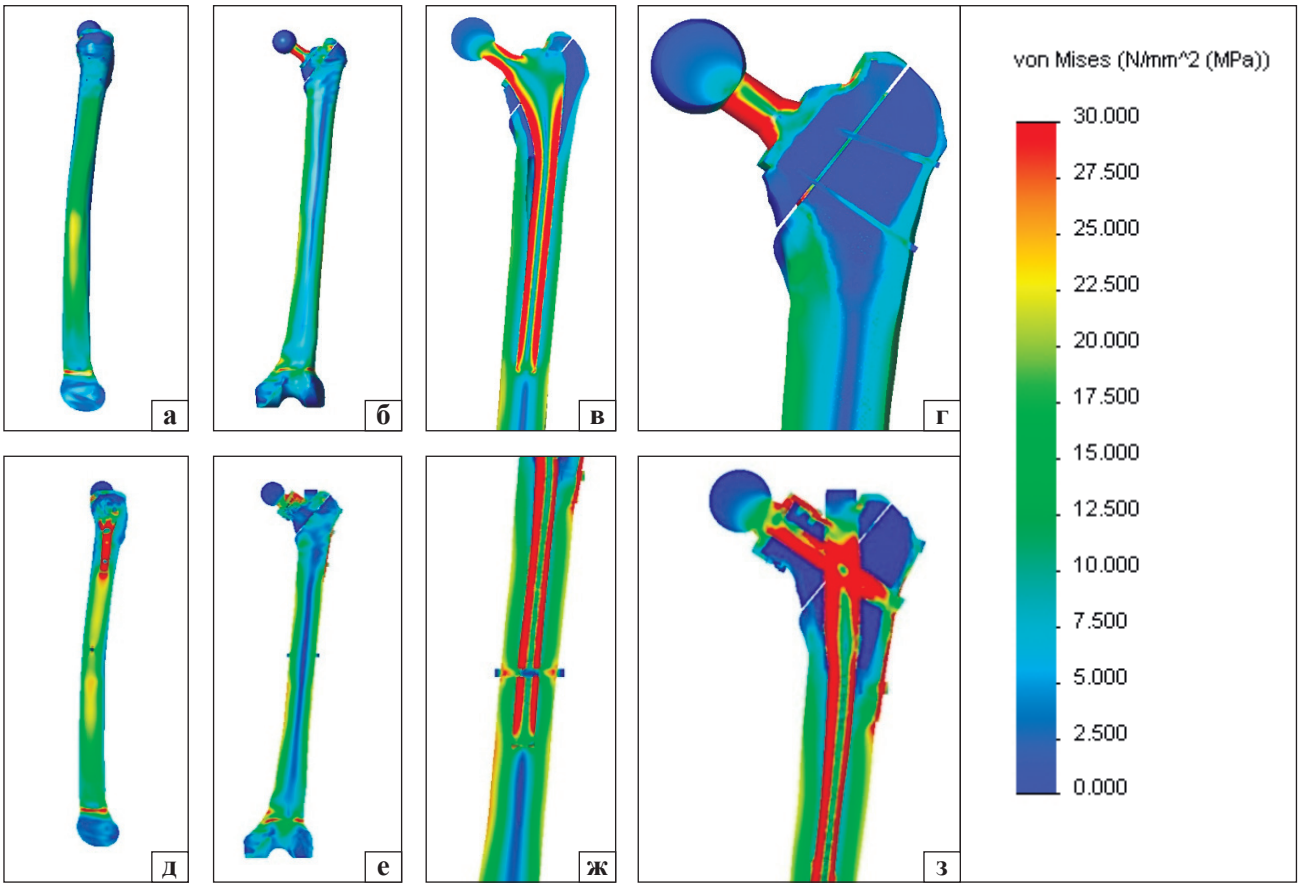

Рис. 4. Картина розподілу напружень у моделях стегнової кістки з переломом типу 2 за Евансом за умов ендопротезування: із використанням ендопротеза — латеральна (а) та фронтальна (б) поверхні, розріз по середині діафіза (в), зона перелому (г); із модульною системою — латеральна (д) і фронтальна (е) поверхні, розріз по середині діафіза (ж), зона перелому (з)

Таблиця 2

Величини напружень на зовнішній поверхні моделей із переломом типу 2 за Евансом за умов ендопротезування

Контрольна точка	Напруження, МПа	
	ендопротез	модульна система
1	90,9	71,8
2	100,8	13,2
3	55,2	71,3
4	33,9	30,1
5	33,7	16,5
6	9,3	11,8
7	6,6	9,3
8	9,4	92,4
9	21,5	22,3
10	24,3	23,0
11	25,9	23,0
12	28,1	25,4

Таблиця 3

Величини напружень на елементах металевих конструкцій у зоні перелому

Контрольна точка	Напруження, МПа	
	ендопротез	модульна система
13	10,7	27,6
14	6,0	43,2
15	5,3	73,8
16	2,2	20,3
17	2,2	151,4
18	3,4	30,5
19	4,3	9,1

Таблиця 4

Величини напружень у кістковомозковому каналі моделей

Контрольна точка	Напруження, МПа	
	ендопротез	модульна система
20	25,8	37,2
21	46,8	41,1
22	35,9	42,5
23	29,9	34,8

У табл. 4 подано значення максимальних напружень, які виникають у кістковомозковому каналі моделей проксимального відділу стегнової кістки із переломом типу 2 за Евансом за умов використання ендопротезів різних конструкцій.

Наявність ніжки ендопротеза викликає на межі її контакту зі стінками кістковомозкового каналу підвищений рівень напружень від 25,8 до 46,8 МПа. Аналогічну картину виявлено й навколо інтрамедулярного стрижня модульної системи, де величини напружень сягали рівня від 34,8 до 42,5 МПа.

Висновки

За умов моделювання варіантів ендопротезування проксимального відділу стегнової кістки з вертлюговими переломами типу 2 за класифікацією Еванса визначено, що використання модульної системи за всіх типів переломів дає змогу значно знизити напруження майже у всіх контрольних точках кісткових елементів моделей. В елементах металевих конструкцій через меншу жорсткість у вузлі з'єднання носійного стрижня з інтрамедулярним у першому виникають зони підвищених напружень, які за абсолютною величиною значно перевищують показники в моделі з ендопротезом.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Little E. A. A systematic review of the effectiveness of interventions to improve post-fracture investigation and management of patients at risk of osteoporosis / E. A. Little, M. P. Eccles // Implementation Science. — 2010. — Vol. 5. — Article ID: 80. — DOI: 10.1186/1748-5908-5-80.
2. Пат. 101594 UA, МПК A61B 17/56 (2006.01). Спосіб лікування уламкових переломів, хибних суглобів та переломів проксимального відділу стегна після металоостеосинтезу / В. О. Бабалян, А. В. Кальченко, О. М. Хвисюк [та ін.] ; заявник та патентовласник Харківська медична академія післядипломної освіти. — № u201502092 ; заявл. 10.03.2015 ; опубл. 25.09.2015 ; Бюл. № 18.
3. Пат. 108371 UA, МПК A61B 17/74 (2006.01), A61F 2/32 (2006.01). Модульний ендопротез шийки і голівки стегнової кістки / В. О. Бабалян, В. В. Лук'янченко, А. В. Кальченко ; заявник та патентовласник Лук'янченко В. В. — № u201600892 ; заявл. 04.02.2016 ; опубл. 11.07.2016 ; Бюл. № 13.
4. Пат. 109846 UA, МПК A61F 2/36 (2006.01). Модульний ендопротез проксимального відділу стегнової кістки / В. О. Бабалян, В. В. Лук'янченко, Д. В. Черепов [та ін.] ; заявник та патентовласник Лук'янченко В. В. — № u201602558 ; заявл. 16.03.2016 ; опубл. 12.09.2016 ; Бюл. № 17.
5. Пат. 109803 UA, МПК A61B 17/56 (2006.01), A61B 17/72 (2006.01), A61B 17/74 (2006.01), A61F 2/36 (2006.01), A61F 2/32 (2006.01). Модульний ендопротез шийки і головки стегнової кістки / В. О. Бабалян, В. В. Лук'янченко, Д. В. Черепов [та ін.] ; заявник та патентовласник Лук'янченко В. В. — № u201601835 ; заявл. 26.02.2016 ; опубл. 12.09.2016 ; Бюл. № 17.
6. Пат. 113792 UA, МПК A61B 17/56 (2006.01), A61B 17/74 (2006.01), A61F 2/32 (2006.01). Спосіб інтрамедулярного остеосинтезу переломів проксимального відділу стегнової кістки / В. О. Бабалян, В. В. Лук'янченко, Т. С. Гурбанова ; заявник та патентовласник Лук'янченко В. В. — № u201609184 ; заявл. 01.09.2016; опубл. 10.02.2017 ; Бюл. № 3.
7. Пат. 114072 UA, МПК A61B 17/56 (2006.01), A61B 17/74 (2006.01), A61F 2/32 (2006.01). Модульна система для інтрамедулярного остеосинтезу переломів проксимального відділу стегнової кістки / В. О. Бабалян, Н. В. Володькова, В. В. Лук'янченко, [та ін.] ; заявник та патентовласник Лук'янченко В. В. — № u201609424 ; заявл. 01.09.2016 ; опубл. 27.02.2017 ; Бюл. № 4.
8. Березовский В. А. Биофизические характеристики тканей

человека : справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колотилов. — К. : Наукова думка, 1990. — 224 с.
9. Gere J. M. Mechanics of material / J. M. Gere, S. P. Timoshenko. — 1997. — 912 p.
10. Проблемы прочности в биомеханике / И. Ф. Образцов, И. С. Адамович, А. С. Барер [и др.]. — М. : Высшая школа, 1988. — 312 с.
11. Янсон Х. А. Биомеханика нижней конечности человека / Х. А. Янсон. — Рига : Зинатне, 1975. — 324 с.
12. Pauwels F. Biomechanics of the locomotor apparatus / F. Pauwels. — New York : Springer Verlag, 1980. — P. 1–228.
13. Hip contact forces and gait patterns from routine activities / G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller [et al.] // J. Biomech. — 2001. — Vol. 34 (7). — P. 859–871.
14. Зенкевич О. К. Метод конечных элементов в технике / О. К. Зенкевич. — М. : Мир, 1978. — 519 с.
15. Алямовский А. А. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов / А. А. Алямовский. — М. : ДМК Пресс, 2004. — 432 с.

Стаття надійшла до редакції 13.11.2017

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF TROCHANTERIC FRACTURE MODELS BY EVANS TYPE 2 AFTER TOTAL HIP REPLACEMENT

V. O. Babalyan [1], M. Y. Karpinskiy [2], O. V. Yaresko [2]

[1] Kharkiv Medical Academy of Postgraduate Education. Ukraine

[2] Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

✉ Vladimir Babalyan: babalyanvladimir@gmail.com

✉ Mykhaylo Karpinsky: korab.karpinsky9@gmail.com

✉ Oleksandr Yaresko: avyresko@gmail.com